

This Page Is Inserted by IFW Operations
and is not a part of the Official Record

BEST AVAILABLE IMAGES

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images may include (but are not limited to):

- BLACK BORDERS
- TEXT CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- FADED TEXT
- ILLEGIBLE TEXT
- SKEWED/SLANTED IMAGES
- COLORED PHOTOS
- BLACK OR VERY BLACK AND WHITE DARK PHOTOS
- GRAY SCALE DOCUMENTS

IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.

**As rescanning documents *will not* correct images,
please do not report the images to the
Image Problem Mailbox.**



PCT
WELTORGANISATION FÜR GEISTIGES EIGENTUM
Internationales Büro
INTERNATIONALE ANMELDUNG VERÖFFENTLICHT NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE
INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT)

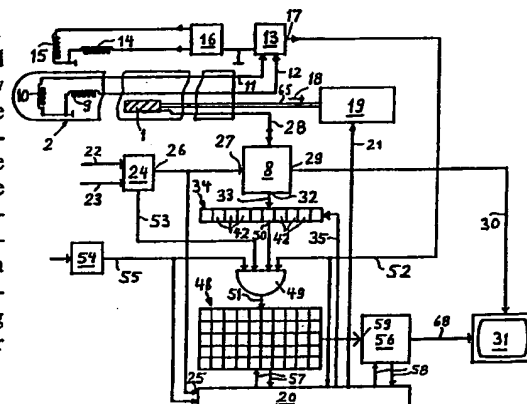
(51) Internationale Patentklassifikation ⁵ : A61B 8/12	A1	(11) Internationale Veröffentlichungsnummer: WO 90/13259 (43) Internationales Veröffentlichungsdatum: 15. November 1990 (15.11.90)
<p>(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/DE89/00550</p> <p>(22) Internationales Anmeldedatum: 23. August 1989 (23.08.89)</p> <p>(30) Prioritätsdaten: P 39 14 619.7 3. Mai 1989 (03.05.89) DE</p> <p>(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten ausser US): TOM-TEC TOMOGRAPHIC TECHNOLOGIES GMBH [DE/DE]; An der Weinleite 12b, D-8057 Ebersberg (DE).</p> <p>(72) Erfinder; und (75) Erfinder/Anmelder (nur für US): WOLLSCHLÄGER, Helmut [DE/DE]; WOLLSCHLÄGER, Susanna [DE/DE]; Laufenerstraße 15, D-7800 Freiburg (DE). ZEIHNER, Andreas [DE/DE]; Klarastraße 55, D-7800 Freiburg (DE). KLEIN, Hans-Peter [DE/DE]; An der Weinleite 12b, D-8017 Ebersberg (DE).</p>		<p>(74) Anwalt: RACKETTE, Karl; Kaiser-Joseph-Straße 179, Postfach 13 10, D-7800 Freiburg (DE).</p> <p>(81) Bestimmungsstaaten: AT (europäisches Patent), BE (europäisches Patent), CH (europäisches Patent), DE (europäisches Patent), FR (europäisches Patent), GB (europäisches Patent), IT (europäisches Patent), JP, LU (europäisches Patent), NL (europäisches Patent), SE (europäisches Patent), US.</p> <p>Veröffentlicht Mit internationalem Recherchenbericht.</p>

(54) Title: DEVICE FOR TRANSOESOPHAGAL ECHOCARDIOGRAPHY

(54) Bezeichnung: VORRICHTUNG ZUR TRANSÖSOPHAGEALEN ECHOKARDIOGRAPHIE

(57) Abstract

In a device for transoesophageal echocardiography, an ultrasound transformer (1) is used to make a sequence of layer images for a plurality of parallel sectional planes with the aid of an ultrasonic diagnostic device (8). The layer images made during one cardiac cycle with the image repetition rate of the ultrasonic diagnostic device (8) are stored in a buffer store (34) and transferred to a main store (48) with the aid of a selection stage (49) to generate three-dimensional sets of images only when a locating device (13), and ECG device (24) and a respiration detector (54) generate release signals which are allocated to a constant spatial probe position, a constant R-R interval distance and a constant respiratory state. The content of the main store (48) is evaluated with the aid of an image processing system (56), whereby sectional images may be calculated, especially for any sectional plane, and displayed on a monitor (31).



(57) Zusammenfassung

Bei einer Vorrichtung zur transösophagealen Echokardiographie wird mit Hilfe eines Ultraschallwandlers (1) für eine Vielzahl von parallel zueinander verlaufenden Schnittebenen eine Schichtbildfolge über einen Herzzyklus mit Hilfe eines Ultraschall-diagnostikgerätes (8) aufgenommen. Die während eines Herzzyklus mit der Bildwiederholrate des Ultraschalldiagnostikgerätes (8) aufgenommenen Schichtbilder werden in einem Zwischenspeicher (34) zwischengespeichert und mit Hilfe einer Selektionsstufe (49) nur dann in einen Hauptspeicher (48) zur Erzeugung dreidimensionaler Bilddatensätze übergeben, wenn eine Lageerfassungseinrichtung (13), ein EKG-Gerät (24) und ein Atmungsdetektor (54) Freigabesignale erzeugen, die einer konstanten räumlichen Sondenlage, einer konstanten R-R-Intervalllänge und einer konstanten Atemlage zugeordnet sind. Der Inhalt des Hauptspeichers (48) wird mit Hilfe eines Bildverarbeitungssystems (56) ausgewertet, wobei insbesondere für beliebige Schnittebenen Schnittbilder errechnet und auf einem Monitor (31) zur Anzeige gebracht werden können.

BENENNUNGEN VON "DE"

Bis auf weiteres hat jede Benennung von "DE" in einer internationalen Anmeldung, deren internationaler Anmeldetag vor dem 3. Oktober 1990 liegt, Wirkung im Gebiet der Bundesrepublik Deutschland mit Ausnahme des Gebietes der früheren DDR.

LEDIGLICH ZUR INFORMATION

Code, die zur Identifizierung von PCT-Vertragsstaaten auf den Kopfbögen der Schriften, die internationale Anmeldungen gemäss dem PCT veröffentlichen.

AT	Österreich	ES	Spanien	MG	Madagaskar
AU	Australien	FI	Finnland	ML	Mali
BB	Barbados	FR	Frankreich	MR	Mauritanien
BE	Belgien	GA	Gabon	MW	Malawi
BF	Burkina Faso	GB	Vereinigtes Königreich	NL	Niederlande
BG	Bulgarien	GR	Griechenland	NO	Norwegen
BJ	Benin	HU	Ungarn	RO	Rumänien
BR	Brasilien	IT	Italien	SD	Sudan
CA	Kanada	JP	Japan	SE	Schweden
CF	Zentrale Afrikanische Republik	KP	Demokratische Volksrepublik Korea	SN	Senegal
CG	Kongo	KR	Republik Korea	SU	Sowjet Union
CH	Schweiz	LI	Liechtenstein	TD	Tschad
CM	Kamerun	LK	Sri Lanka	TG	Togo
DE	Deutschland, Bundesrepublik	LU	Luxemburg	US	Vereinigte Staaten von Amerika
DK	Dänemark	MC	Monaco		

Vorrichtung zur transösophagealen Echokardiographie

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur transösophagealen Echokardiographie mit einer zur Erzeugung multiplanarer Tomogramme des Herzens eines Patienten einen Ultraschallwandler aufweisenden Ultraschallendoskopeinrichtung, die über ein Ultraschalldiagnostikgerät an ein Bildverarbeitungssystem angeschlossen ist.

10

Eine derartige Vorrichtung ist aus Roy W. Martin et al, An Endoscopic Micromanipulator for Multiplanar Transesophageal Imaging, Ultrasound in Med. & Biol. Vol. 12, No. 12, pp. 965 - 975, 1986 bekannt und dient zur dreidimensionalen Rekonstruktion eines Ultraschallherzbildes, indem eine Vielzahl von Schnittbildern mit Hilfe eines Ultraschallwandlers aufgenommen wird, der am vorderen Ende eines Endoskopes angebracht ist und um eine quer zur Längsachse des Endoskopes verlaufende Achse verschwenkbar ist. Auf diese Weise wird eine Vielzahl von Schichtbildern erhalten, deren zugeordnete Schnittebenen schräg zueinander verlaufen. Dies führt dazu, daß die gewonnenen Bilddaten sowohl in geometrischer als auch in optischer Hinsicht eine geringe Qualität haben und das Abtastvolumen klein und ungünstig verteilt ist. Außerdem sind die Abtastungen nicht reproduzierbar, so daß es nicht möglich ist, die für Vergleichsstudien erforderliche Qualität dreidimensionaler Bilder zu erhalten.

30

- In einem Aufsatz von Michael Schlüter et al., Trans-
esophageal Two-Dimensional Echocardiography: Com-
parison of Ultrasonic and Anatomic Sections, The
American Journal of Cardiology, Vol. 53, Seiten 1173-
5 1178, 1984, ist eine Vorrichtung zur transösophagea-
len Echokardiographie beschrieben, die es gestattet,
horizontale Schichtbilder zu erhalten. Dabei werden
tomographische Schnitte durch das Herz dadurch
erhalten, daß ein Gastroskop im Ösophagus verschoben
10 und gedreht wird. Die Notwendigkeit der manuellen,
nicht reproduzierbaren Bewegung macht es unmöglich,
aus zweidimensionalen Schichtbildern dreidimensionale
plastische Bilder zusammenzusetzen.
- 15 Aus der US-PS 4 327 738 sind ein endoskopisches
Verfahren sowie eine Vorrichtung zur Durchführung
einer Ultraschall-B-Bildabtastung bekannt. Der
Ultraschallwandler ist im vorderen starren Endstück
eines ansonsten flexiblen Schlauches angeordnet. Um
20 multiplanare Tomogramme zu erzeugen, sind schwer
reproduzierbare Lageveränderungen erforderlich, so daß
exakte räumliche Rekonstruktionen der abgetasteten
Organe nicht möglich sind.
- 25 Ausgehend von diesem Stand der Technik liegt der
Erfindung die Aufgabe zugrunde, eine Vorrichtung zur
transösophagialen Echokardiographie zu schaffen, die
es gestattet, reproduzierbare topographische Infor-
mationen über das Herz und seine Bewegungen zu
30 erhalten.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß dadurch gelöst, daß der Ultraschallwandler zur Abtastung einer Folge parallel zueinander verlaufender Schichtebenen des Herzens auf einem in der Ultraschallendoskopeinrichtung axial entlang einer Geraden schrittweise verfahrbaren Gleitschlitten angeordnet ist, daß ein Zwischenspeicher vorgesehen ist, in den bei der Abtastung jeder Schicht herzphasensynchron wenigstens ein Schichtbild abspeicherbar ist, daß ein Hauptspeicher für wenigstens ein aus einer Folge von parallelen Schichtbildern zusammengesetztes dreidimensionales Bild vorgesehen ist, dessen Dateneingang über eine Selektionsstufe mit dem Datenausgang des Zwischenspeichers verbunden ist, durch die die aufeinanderfolgenden Herzzyklen zugeordneten einzelnen Schichtbildern der Folge von parallelen Schichtbildern nur aus gleich lange dauernden Herzzyklen zum Hauptspeicher weiterleitbar sind, und daß ein Vorschubsignal zum Verfahren des Ultraschallwandlers in die nächste Schichtebene nur nach Übernahme des Zwischenspeicherinhaltes in den Hauptspeicher erfolgt.

Dadurch, daß der Ultraschallwandler entlang einer Geraden schrittweise verfahren wird, werden parallel zueinander verlaufende Schnittebenen und dementsprechend parallel zueinander ausgerichtete Schichtbilder erzeugt. Der Ultraschallwandler befindet sich auf einem Gleitschlitten, der im distalen Ende der Ultraschallendoskopeinrichtung, das eine Ösophagus-

sonde darstellt, axial verschiebbar ist. Damit die Ösophagussonde für die transösophagiale Echokardiographie in den Ösophagus leicht eingeführt werden kann, ist diese flexibel ausgebildet, wobei jedoch
5 eine Versteifung des distalen Endbereichs für eine präzise Orientierung der Abtastebenen vorgesehen ist. Dies wird durch eine Vielzahl von Führungsgliedern erreicht, die vor Beginn der Abtastung der Schicht-
10 ebenen mit ihren Stirnseiten gegeneinander gezogen werden. Im versteiften Zustand bilden diese Führungsglieder einen geraden und stabilen Führungskanal, so daß der Gleitschlitten mit dem Ultraschallwandler entlang einer Geraden schrittweise verfahrbar ist.

15 Zum Verfahren des Gleitschlittens sowie zur wahlweisen Versteifung des distalen Endes der Ösophagussonde ist eine Manipulationseinrichtung vorgesehen, die einen Schrittmotor umfaßt, dessen Motorvorschub durch Auswertung eines Elektrokardiogramms synchronisiert
20 ist.

Die Vorrichtung verfügt über einen Zwischenspeicher, in den vorzugsweise eine Vielzahl von Schichtbildern abgespeichert wird, die zur gleichen Schnittebene,
25 jedoch zu verschiedenen Zeiten oder Phasen eines Herzzyklus gehören. Bei konstanter Herzfrequenz, Atemlage und räumlicher Ösophagussondenlage werden die im Zwischenspeicher gespeicherten Schichtbilder in einen Hauptspeicher übernommen, der es gestattet, die
30 zu gleichen Herzphasen gehörenden Schichtbilder

- aufeinanderfolgender Herzzyklen zu dreidimensionalen Bilddatensätzen sortiert zu vereinen. Der Hauptspeicher enthält somit für jeden inkrementalen Schritt des Ultraschallwandlers in axialer Richtung des Ösophagus
- 5 entsprechend der zeitlichen Auflösung eines Herzzyklus oder der Bildwiederholrate des Ultraschallgerätes eine Reihe von dreidimensionalen Rekonstruktionen des Herzens oder Datenwürfeln.
- 10 Damit nur solche Schichtbilder zu dreidimensionalen Bilddatensätzen zusammengesetzt werden, die bei konstanten Bedingungen aufgenommen worden sind, ist zwischen dem Zwischenspeicher und dem Hauptspeicher eine Selektionsstufe vorgesehen. Nur wenn der Inhalt
- 15 des Zwischenspeichers den Kriterien für eine Weiterleitung an den Hauptspeicher genügt, erfolgt ein Vorschub des Gleitschlittens mit dem Ultraschallwandler durch den Schrittmotor und damit die Ansteuerung einer benachbarten Schnittebene.
- 20 Bei einem zweckmäßigen Ausführungsbeispiel der Erfindung ist eine Einrichtung zur Erfassung eines Elektrokardiogramms vorgesehen, die einerseits für die Synchronisation des Motorvorschubes vorgesehen ist.
- 25 Andererseits gestattet sie die Synchronisierung oder Triggerung der in zeitlich versetztem Abstand während eines Herzzyklus pro Schnittebene gemachten Aufnahmen. Weiterhin dient das erfaßte Elektrokardiogramm zur Bestimmung des zeitlichen Abstandes aufeinanderfolgender R-Zacken im EKG und damit zur Erfassung sowie
- 30

Überwachung einer konstanten Herzfrequenz, d.h. eines konstant lange dauernden Herzzyklus. Auf diese Weise wird sichergestellt, daß die in einem festen zeitlichen Raster aufeinanderfolgenden Schichtaufnahmen
5 jeweils gleichen Phasen eines Herzzyklus zugeordnet sind. Würde beispielsweise der Herzzyklus infolge eines schneller schlagenden Herzens kürzer, würde das n-te-Schichtbild nicht mehr der ursprünglich zugeordneten Herzphase, sondern einer späteren Herzphase
10 zugeordnet, so daß ein dreidimensionaler Bilddatensatz Schichtbilder enthalten würde, die bei verschiedenen Herzphasen aufgenommen worden sind. Ein derartiger Bilddatensatz ist jedoch wegen der Bewegung des Herzens nicht brauchbar.

15

Zweckmäßige Ausgestaltungen und Weiterbildungen der Erfindung sind Gegenstand von Unteransprüchen.

20

Nachfolgend wird die Erfindung anhand eines Ausführungsbeispiels näher beschrieben. Es zeigen:

25

Fig. 1 eine schematische Darstellung der erfindungsgemäßen Vorrichtung zur transösophagealen Echokardiographie,

30

Fig. 2 eine perspektivische Ansicht des Ösophaguskopes oder distalen Endes der Endoskopieeinrichtung in zwei Positionen in der Nähe des zu überwachenden Herzens,

- Fig. 3 eine schematische und bildliche Veranschaulichung der der Erfindung zugrunde liegenden Steuerlogik und
- 5 Fig. 4 eine schematische Darstellung zur Veranschaulichung der Erzeugung einer beliebigen Schnittebene durch ein dreidimensionales Bild eines Herzens.
- 10 Die in Fig. 1 schematisch dargestellte Vorrichtung zur transösophagealen Echokardiographie verfügt über einen Ultraschallkopf 1, beispielsweise in Gestalt eines mechanischen Sektorscanners oder Phased Array, der in axialer Richtung entlang dem vorderen Ende einer
- 15 Ösophagussonde 2 verschiebbar ist, die in Fig. 2 in vereinfachter Weise in zwei unterschiedlichen Lagen zusammen mit einem Herz 3 dargestellt ist. Die Ösophagussonde 2 verfügt über einen distalen Endbereich 4 mit einem flexiblen Schlauch 5, durch den eine
- 20 Vielzahl von starren Führungsgliedern 6 zusammengehalten werden. Aufgrund der Elastizität des flexiblen Schlauches 5 ist der distale Endbereich 4 leicht verbiegbare, was in Fig. 2 durch den nach rechts gekrümmten Teil der Ösophagussonde 2 veranschaulicht
- 25 ist.
- Im Innern der Führungsglieder 6 ist ein Führungskanal vorgesehen, in dem ein in der Zeichnung nicht dargestellter Gleitschlitten mit dem Ultraschallkopf 1 in
- 30 axialer Richtung längsverschieblich bewegbar ist. Um

eine Streckung und Versteifung des distalen Endbereichs 4 für eine präzise Orientierung der Abtastebenen des Ultraschallkopfes 1 zu gewährleisten, sind in den Führungsgliedern 6 Bohrungen vorgesehen, durch die sich ein Spanndraht 7 erstreckt, der mit Hilfe eines Bowdenzuges spannbar ist, so daß die einzelnen Führungsglieder 6 fest gegeneinander gepreßt werden und eine präzise Führung des Gleitschlittens für den Ultraschallkopf 1 gestatten. Beim Zusammenziehen der Führungsglieder 6 mit Hilfe des Spanndrahtes 7 liegen diese in der in Fig. 2 links gezeichneten Weise mit ihren Stirnseiten fest gegeneinander an und führen somit zu einer Versteifung und Ausrichtung des distalen Endbereichs 4 entlang einer Geraden. Nach dem Ausrichten des distalen Endbereichs 4 in der in Fig. 2 links gezeigten Art und Weise werden mit Hilfe des Ultraschallkopfes 1 und des angeschlossenen Ultraschalldiagnostikgerätes 8 eine Vielzahl von Schichtbildern entsprechend den durch die Lage der Ösophagussonde 2 und die Position des Ultraschallkopfes 1 definierten Schnittebenen aufgenommen. Dies erfolgt, sobald der Patient sich an die eingeführte Ösophagussonde 2 angepaßt hat und seine Herzfrequenz, seine Atemlage und die Lage der Ösophagussonde 2 stabilisiert sind.

Da die Lage der Schnittebenen durch das Herz 3 abhängig von der räumlichen Sondenlage der Ösophagussonde 2 sind, was sich aus Fig. 2 unmittelbar ergibt, ist zu Gewährleistung der Parallelität aller Schnitt-

ebenen, für die Schichtbilder aufgenommen und gespeichert werden, eine Detektion der räumlichen Sondenlage vorgesehen. Zu diesem Zweck verfügt die Ösophagussonde 2 an einem ihrer Führungsglieder 6 oder an ihrem vorderen Ende über eine Längsspule 9 und eine Querspule 10, die über Leitungen 11 und 12 mit einer Lageerfassungseinrichtung 13 verbunden sind.

Die Längsspule 9 und die Querspule 10 befinden sich im Feld zweier orthogonal ausgerichteten Induktionsschleifen 14, 15, die über einen Taktgenerator 16 zur Erzeugung eines festen Koordinatensystems alternierend getaktet werden und je nach der räumlichen Lage der Ösophagussonde 2 mit der Längsspule 9 sowie der Querspule 10 in diesen unterschiedliche Spannungen induzieren, die in der Lageerfassungseinrichtung 13 ausgewertet werden.

Die Lageerfassungseinrichtung 13 gestattet nicht nur die Bestimmung der jeweiligen augenblicklichen Lage der Ösophagussonde 2, sondern auch eine laufende Lageerfassung sowie eine Häufigkeitsanalyse bezüglich der verschiedenen Orientierungen und Lagen, so daß automatisch eine ausgezeichnete Lage oder standardisierte Richtung ermittelt werden kann, sobald der Patient beruhigt ist und mit der Aufnahme der Schichtbilder begonnen werden soll.

Am Ausgang 17 der Lageerfassungseinrichtung 13 tritt jedesmal dann ein Freigabesignal auf, wenn die

gewünschte häufigste räumliche Sondenlage der Ösophagussonde 2 vorliegt. Bei dieser am häufigsten oder normalerweise auftretenden Sondenlage kann damit gerechnet werden, daß der größte Anteil der erfaßten
5 Schichtbilder aus parallel zueinander verlaufenden Schnittebenen herrührt. Die Induktionsschleifen 14 und 15 sind in der Liege für den Patienten integriert, wobei eine der Induktionsschleifen parallel zur Liegefläche der Patienten liegt und die andere in
10 einer Seitenwand rechtwinklig zur Liegefläche integriert ist. Die beiden Induktionsschleifen 14 und 15 definieren ein räumlich festes Koordinatensystem, das als Bezugspunkt für die Lage der mit Hilfe des Ultraschallkopfes 1 abgetasteten Schnittebene dient.

15 Jedesmal wenn eine Schnittebene oder Schicht des Herzens abgetastet worden ist und für eine vorgegebene Schicht oder Schnittebene mehrere zu verschiedenen Phasen eines Herzzyklus gehörende Schichtbilder
20 erzeugt worden sind, wird der Ultraschallkopf 1 in Richtung eines Pfeils 18 mit Hilfe eines Schrittmotors 19 verfahren. Der Schrittmotor 19 ist dazu über einen Bowdenzug 65 mit dem den Ultraschallkopf 1 tragenden Schlitten verbunden und gestattet es beispielsweise,
25 nach jedem Herzzyklus den Ultraschallkopf 1 in axialer Richtung um 0,5 mm zurückzuziehen. Bei einem Verfahrensweg von 10,5 cm ergeben sich somit 210 Schnittebenen, die rechtwinklig zur Längsachse der Ösophagussonde 2 liegen und sich durch das benachbarte Herz 3
30 erstrecken. Der Motorvorschub des Schrittmotors 19 ist

EKG-synchronisiert. Die aus dem EKG des Patienten abgeleiteten Synchronisiersignale werden mit Hilfe eines Rechners 20 erzeugt und über eine Synchronisierleitung 21 zum Schrittmotor 19 und dessen Steuerelektronik geführt.

Das EKG des Patienten wird mit Hilfe von Elektroden 22, 23 erfaßt, die mit einem EKG-Gerät 24 verbunden sind. Das EKG-Gerät 24 ist mit einem EKG-Eingang 25 des Rechners 20 verbunden, der auch die erforderlichen Steuerungsaufgaben für die Komponenten der in Fig. 1 gezeigten Vorrichtung übernimmt. Der erste Ausgang 26 des EKG-Gerätes 24 ist weiterhin mit einem Steuereingang 27 des Ultraschalldiagnosegerätes 8 verbunden, um Schichtbildaufnahmen durch Triggerung über die R-Zacken im Elektrokardiogramm zu steuern.

Sobald dem Steuereingang 27 ein Triggerimpuls zugeführt wird, beginnt der Ultraschallkopf 1 entsprechend der Bildwiederholrate des Ultraschalldiagnostikgerätes 8 die der jeweiligen Lage und Orientierung des Ultraschallkopfes 1 zugeordnete Schnittebene abzutasten, um im zeitlichen Abstand, d.h. zu verschiedenen Herzphasen innerhalb eines Herzzyklus Schichtbilder 41 (Fig. 3) zu erfassen. Dazu ist der Ultraschallkopf 1 über eine Signalleitung 28 mit dem Ultraschalldiagnostikgerät 8 verbunden. Am ersten Bildausgang 29 des Ultraschalldiagnostikgerätes 8 liegen die einzelnen Schichtbilder 41 als Signal an und können über eine Videoleitung 30 zum Monitor 31

- geführt werden, der eine laufende Beobachtung der zeitlich schnell aufeinanderfolgenden Schichtbilder 41 gestattet. Je nach dem Ultraschalldiagnostikgerät 8 dauert die Erfassung eines Schichtbildes 13 msec, wobei die Schichtbilder 41 im Intervall von etwa 33 msec aufeinanderfolgen. Bei einer Herzzyklusdauer von 0,8 sec können somit etwa zwei Dutzend Schichtbilder 41 pro Herzzyklus aufgenommen werden.
- 10 Der zweite Bildausgang 32 des Ultraschalldiagnostikgerätes 8 ist über eine Datenleitung 33 mit dem Dateneingang eines Zwischenspeichers 34 verbunden. Über eine Adressleitung 35 steuert der Rechner 20 die Speicherplätze des Zwischenspeichers 34 so an, daß die
- 15 sequentiell zu verschiedenen Zeitpunkten innerhalb eines Herzzyklus erzeugten Schichtbilder 41 im Zwischenspeicher 34 unabhängig von der jeweiligen Herzfrequenz des Patienten oder dessen Atemlage und der räumlichen Sondenlage gespeichert werden.
- 20 Fig. 3 veranschaulicht in einer perspektivischen Ansicht die Funktionsweise der in Fig. 1 blockschaltbildartig dargestellten Vorrichtungen zur transösophagealen Elektrokardiographie. Man erkennt neben dem
- 25 Herzen 3 die Ösophagussonde 2 und den in Richtung des Pfeils 18 verfahrbaren Ultraschallkopf 1, der es gestattet, parallel zueinander verlaufende sektorförmige Schnittebenen 36 und 37 abzutasten. Ein Pfeil 38 verweist auf den Abstand zwischen den Schnittebenen
- 30 36 und 37 nach dem Betätigen des Schrittmotors 19, der

über einen Bowdenzug mit dem den Ultraschallkopf 1 tragenden Gleitschlitten verbunden ist.

Aufgrund der im Rechner 20 gespeicherten Steuerlogik arbeiten die in Fig. 1 dargestellten Komponenten der
5 Vorrichtung zur transösophagealen Echokardiographie in der in Fig. 3 veranschaulichten Weise zusammen.

In Fig. 3 erkennt man den Wellenzug 39 eines Elektrokardiogramms und insbesondere die zu Beginn eines
10 Herzzyklus auftretende R-Zacke 40. Während des Herzzyklus werden etwa alle 30 oder alle 33 msec. mit Hilfe des Ultraschallkopfes 1 und des Ultraschalldiagnostikgerätes 8 Schichtbilder 41 aufgenommen, die in
15 Fig. 3 der Schnittebene 37 zu verschiedenen Zeitpunkten oder Herzphasen eines Herzzyklus zugeordnet sind. Die in Fig. 3 schematisch dargestellten Schichtbilder 41, deren Zahl zwischen 1 und mehreren Dutzend liegen kann, werden unter der Steuerung des Rechners
20 20 in den Zwischenspeicher 34 übernommen, wobei die Adressleitung 35 sequentiell einzelnen Schichtbildern 41 zugeordnete Speicherbereiche 42 freigibt.

Da die Schichtbilder 41 einer Schnittebene, insbesondere der Schnittebene 37 zu verschiedenen Zeitpunkten
25 oder Phasen eines Herzzyklus aufgenommen worden sind, werden diese in der in Fig. 3 veranschaulichten Weise auf Datenwürfel 43 bis 47 verteilt, die mit Hilfe eines Hauptspeichers 48 realisiert werden. Fig. 3
30 veranschaulicht, wie die zu verschiedenen Zeitpunkten

eines Herzzyklus aber zu einer gleichen einzigen Schnittebene gehörenden Schichtbilder 41 vom Zwischenspeicher 34 auf die Datenwürfel 43 bis 47 des Hauptspeichers 48 verteilt werden. Man erkennt, daß nach
5 dem Abtasten des gesamten Herzvolumens die Datenwürfel 43 bis 47 vollständige dreidimensionale plastische Darstellungen enthalten, die durch Zusammenfügen von Schichtbildern 41 erzeugt worden sind. Jedem Datenwürfel 43 bis 47 ist dabei innerhalb eines Herzzyklus
10 eine andere Herzphase zugeordnet. Obwohl das Ultraschalldiagnostikgerät 8 es nicht gestattet, das gesamte Volumen des Herzens 3 innerhalb einer gegenüber der Herzbewegung vernachlässigbaren Zeit ganz abzutasten, enthalten die Datenwürfel 43 bis 47
15 jeweils ein räumliches Standbild des gesamten Herzens.

Bei der vorliegenden Betrachtung wurde jedoch vorausgesetzt, daß während einer Anzahl von Herzzyklen, die mit der Zahl der Schichtbilder 41 in einem der
20 Datenwürfel 43 bis 47 übereinstimmt, keine Veränderungen bezüglich der Orientierung der Ösophagussonde 2, der Herzfrequenz und der Atemlage des Patienten erfolgten. Da dies in der Praxis nicht erreichbar ist, ist die in Fig. 3 schematisch dargestellte Steuerlogik
25 mit der in Fig. 1 dargestellten Selektionsstufe 49 vorgesehen.

Die Selektionsstufe 49 verbindet den Ausgang 50 des Zwischenspeichers 34 mit dem Dateneingang 51 des
30 Hauptspeichers 48. Bei durchgeschalteter Selektions-

stufe 49 werden die in den Speicherbereichen 42 abgelegten Schichtbilder 41 sequentiell in die schematisch dargestellten Datenwürfel 43 bis 47 übernommen. Fehlt jedoch beispielsweise am Ausgang 17
5 der Lageerfassungseinrichtung 13 das Freigabesignal, so wird die Selektionsstufe 49 über die Freigabeleitung 52 gesperrt und mit Hilfe des Ultraschall-
diagnostikgerätes 8 eine neue Folge von Schichtbildern 41 erzeugt und im Zwischenspeicher 34 abgelegt. Der
10 Zwischenspeicher 34 wird so lange mit einem neuen Satz von Schichtbildern 41 überschrieben, bis die Selektionsstufe 49 ein Durchschalten zum Hauptspeicher 48 gestattet.

15 Das EKG-Gerät 24 ist ebenfalls über eine Freigabeleitung 53 mit einem zugeordneten Eingang der Selektionsstufe 49 verbunden. Die Freigabeleitung 53 ist nur dann aktiv, wenn im EKG-Gerät 24 durch Auswerten des R-R-Intervalles festgestellt worden ist, daß
20 dieses Intervall innerhalb eines Toleranzbereichs von $\pm 5\%$ konstant geblieben ist. Das EKG-Gerät 24 ermittelt selbständig, bei welcher Intervalllänge eine Freigabe erfolgen soll. Diese ist insbesondere dann gegeben, wenn der Patient etwa 1 Minute nach dem
25 Einführen der Ösophagussonde mit einer stabilisierten mittleren Herzfrequenz gleichmäßig atmet.

Ein Atmungsdetektor 54, der mit dem EKG-Gerät 24 gekoppelt sein kann, überwacht die Atmungskurve des
30 Patienten und erzeugt beim Erreichen einer konstanten

Atemlage auf einer weiteren Freigabeleitung 55 ein Freigabesignal für die Selektionsstufe 49.

5 Aus den obigen Ausführungen erkennt man, daß nur dann, wenn das R-R-Intervall, die Atemlage und die räumliche Sondenlage konstant sind, eine Übernahme der Daten aus dem Zwischenspeicher 34 in den Hauptspeicher 48 erfolgt.

10 Aus Fig. 1 ergibt sich weiterhin, daß der Rechner 20 mit den Ausgangssignalen der Lageerfassungseinrichtung 13, des EKG-Gerätes 24 und des Atmungsdetektors 54 beaufschlagt ist. Unter Auswerten der verschiedenen Eingangssignale steuert der Rechner 20 den Funktions-
15 ablauf der in Fig. 1 dargestellten Vorrichtung zur transösophagealen Echokardiographie.

Dem Hauptspeicher 48 und dem Rechner 20 ist in der in Fig. 1 dargestellten Weise ein digitales Bildverarbeitungssystem 56 zugeordnet. Der Rechner 20 steht
20 über Steuerleitungen 57 und 58 mit dem Hauptspeicher 48 und dem Bildverarbeitungssystem 56 in Verbindung. Der Ausgang des Hauptspeichers 58 ist mit dem Eingang 59 des Bildverarbeitungssystems verbunden.

25 In Fig. 4 sind die im Hauptspeicher 48 gespeicherten herzphasensynchronen dreidimensionalen Bilder 60 bis 64 als Datenwürfel aus einer Vielzahl von Voxel dargestellt. Die dreidimensionalen Bilder 60, 61, 62,
30 63, 64 bestehen aus isotropischen kubischen Daten-

sätzen, wobei jede Bildschicht, beispielsweise aus 256 x 256 Pixel zusammengesetzt sein kann. Zur Darstellung der Grauwerte der Bildpunkte oder Voxel können beispielsweise jeweils 8 Bit verwendet werden.

5

Wenn beispielsweise das dreidimensionale Bild 60 in das Bildverarbeitungssystem 56 übernommen wird, so gestattet es das Bildverarbeitungssystem 56 durch den in Fig. 4 als Würfel dargestellten Datensatz eine beliebige Schnittebene 66 zu legen und das zugeordnete neue Schnittbild 67 zu berechnen. Die Orientierung der zugeordneten Schnittebene 66 stimmt dabei nicht notwendigerweise mit der relativen Lage einer der Schnittebenen 36 oder 37 überein. Das berechnete Schnittbild 67 kann dann über eine Ausgangsleitung 68 des Bildverarbeitungssystems 56 zum Monitor 31 geführt und auf dessen Bildschirm in der in Fig. 4 veranschaulichten Weise dargestellt werden.

20

25

30

Patentansprüche

1. Vorrichtung zur transösophagealen Echokardiographie mit einer zur Erzeugung multiplanarer Tomogramme des Herzen eines Patienten einen Ultraschallwandler aufweisenden Ultraschallendoskopeinrichtung, die über ein Ultraschalldiagnostikgerät an ein Bildverarbeitungssystem angeschlossen ist, dadurch gekennzeichnet, daß der
- 5
- 10
- 15
- 20
- 25
- 30
- Ultraschallwandler (1) zur Abtastung einer Folge von parallel zueinander verlaufenden Schichtebenen (36, 37) des Herzens (3) auf einem in der Ultraschallendoskopeinrichtung (2) axial entlang einer Geraden schrittweise verfahrbaren Gleitschlitten angeordnet ist, daß ein Zwischenspeicher (34) vorgesehen ist, in den bei der Abtastung jeder Schicht (36, 37) herzphasensynchron wenigstens ein Schichtbild (41) abspeicherbar ist, daß ein Hauptspeicher (48) für wenigstens ein aus einer Folge von parallelen Schichtbildern (41) zusammengesetztes dreidimensionales Bild (43 - 47, 60 - 64) vorgesehen ist, dessen Dateneingang (51) über eine Selektionsstufe (49) mit dem Datenausgang (50) des Zwischenspeichers (34) verbunden ist, durch die die aufeinanderfolgenden Herzzyklen zugeordneten einzelnen Schichtbilder der Folge von parallelen Schichtbildern (41) nur aus gleich lange dauernden Herzzyklen zum Hauptspeicher (48) weiterleitbar sind und daß ein Vorschubsignal (21) zum Verfahren des Ultraschallwandlers (1) in die nächste Schichtebene (36, 37) nur nach Übernahme des Zwischenspeicherinhaltes (34, 41) in den Hauptspeicher (43 - 47, 48) erfolgt.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß eine Einrichtung (24) zur Erfassung eines EKG vorgesehen ist, durch die das schrittweise Verfahren des Ultraschallwandlers (1) gesteuert ist.

5

3. Vorrichtung nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Einrichtung (24) zur Erfassung eines EKG eine Meßuhr zur Bestimmung des R-R-Intervalls aufeinanderfolgender EKG-Zyklen sowie der Häufigkeitsverteilung der Dauern der R-R-Intervalle aufweist und
10 daß die Einrichtung (24) nur dann ein Freigabesignal (53) an die Selektionsstufe (49) leitet, wenn der Inhalt (41) des Zwischenspeichers (34) einem vorgegebenen konstanten R-R-Intervall zugeordnet ist.

15

4. Vorrichtung nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß bei jeder Schichtebenenposition des Ultraschallwandlers (1) herzphasensynchron eine Vielzahl von den verschiedenen Herzphasen eines Herzzyklus zugeordnete Schichtbilder (41) erzeugbar und im
20 Zwischenspeicher (34) speicherbar sind, durch die nach der selektiven Übernahme in den Hauptspeicher (48) eine zeitliche Folge dreidimensionaler Bilder (60 bis 64) zu aufeinanderfolgenden Phasen eines Herzzyklus
25 gebildet wird.

5. Vorrichtung nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß eine Lageerfassungseinrichtung (9, 10 und 13 bis 16) vorgesehen ist,
30 durch die die räumliche Lage des den Gleitschlitten

enthaltenden distalen Endbereichs (4) des Ultraschallendoskopes (2) erfaßbar ist.

5 6. Vorrichtung nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Lageerfassungseinrichtung (13) das Erfassen einer Häufigkeitsverteilung der verschiedenen Lagen gestattet, und daß die Selektionsstufe (49) nur dann mit einem Freigabesignal (17, 52) beaufschlagbar ist, wenn der Inhalt des Zwischenspeichers (34) einer
10 vorgegebenen konstanten räumlichen Lage des distalen Endes (4) des Ultraschallendoskopes (2) zugeordnet ist.

15 7. Vorrichtung nach Anspruch 5 oder 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Lageerfassungseinrichtung (13) zwei im distalen Ende (4) des Ultraschallendoskopes (2) vorgesehene rechtwinklig zueinander orientierte Spulen (9, 10) umfaßt, die mit einem Magnetfeld gekoppelt sind, das durch zwei alternierend getaktete
20 orthogonal ausgerichtete Induktionsschleifen (14, 15) erzeugbar ist, von denen die eine in die Liegefläche einer Patientenliege und die andere in eine rechtwinklig neben der Liegefläche verlaufende Seitenwand zur Erzeugung eines festen Koordinatensystems integriert
25 ist.

8. Vorrichtung nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß eine Einrichtung (54) zur Überwachung der Atemlage des Patienten vorgesehen ist, die ebenfalls mit der Selektionsstufe (49)
30 verbunden ist, so daß eine Übernahme des Inhaltes des Zwischenspeichers (34) in den Hauptspeicher (48) und

ein Inkrementieren der Lage der Schichtebenen (36, 37) um eine Schicht nur bei konstanter Atemlage (55) erfolgt.

- 5 9. Vorrichtung nach einem der vorstehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß dem Hauptspeicher (48) ein Rechner (20) zugeordnet ist, durch den aus den dreidimensionalen Bildern (60 bis 64) sich entlang beliebiger Schnittebenen (66) erstreckende Schnitt-
10 bilder (67) errechenbar und auf den Monitor (31) der Bildverarbeitungseinrichtung (56) anzeigbar sind.

10. Vorrichtung nach Anspruch 9, dadurch gekennzeichnet, daß durch den Rechner (20) Herzvermessungen, insbesondere Bestimmungen der Kammervolumina, der
15 Herzwanddicke, der Herzmuskelmassen und deren Veränderungen bei Vergleichsuntersuchungen, sowie Wandbewegungen während des Herzzyklus erfaßbar sind.

20

25

30

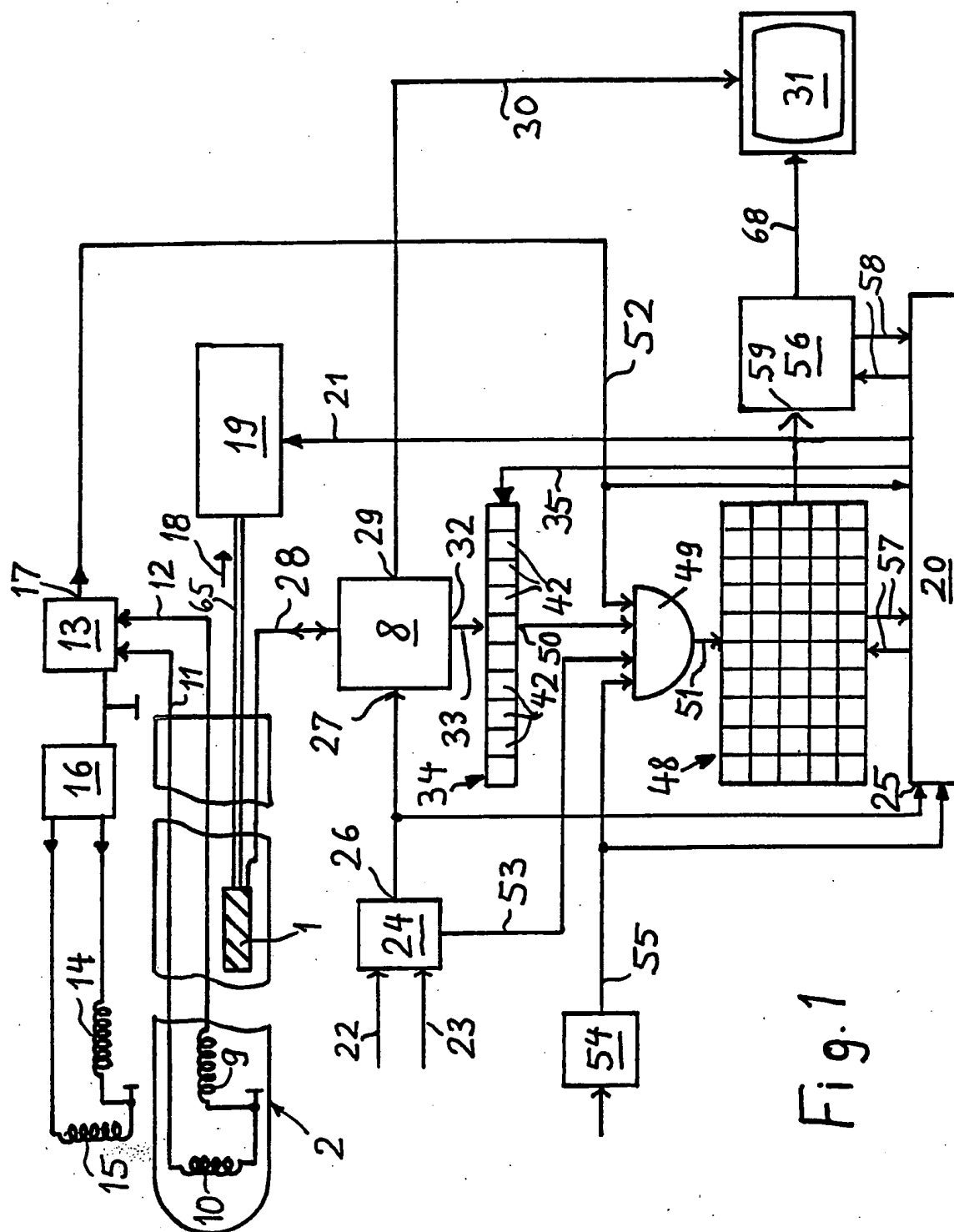


Fig. 1

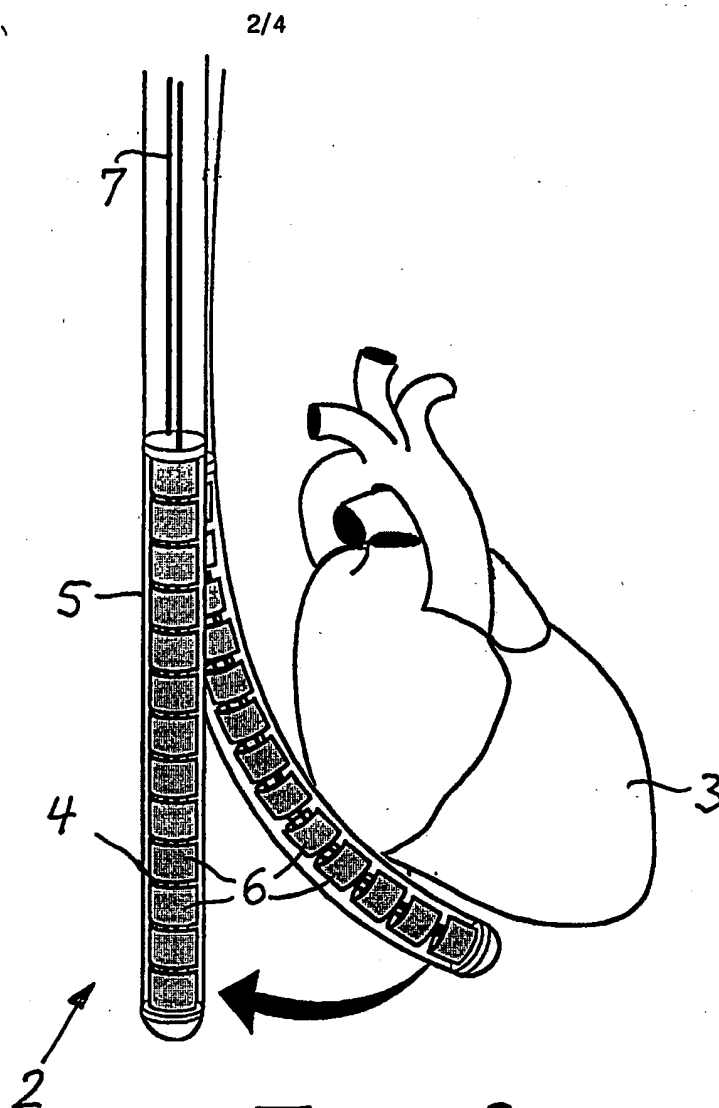
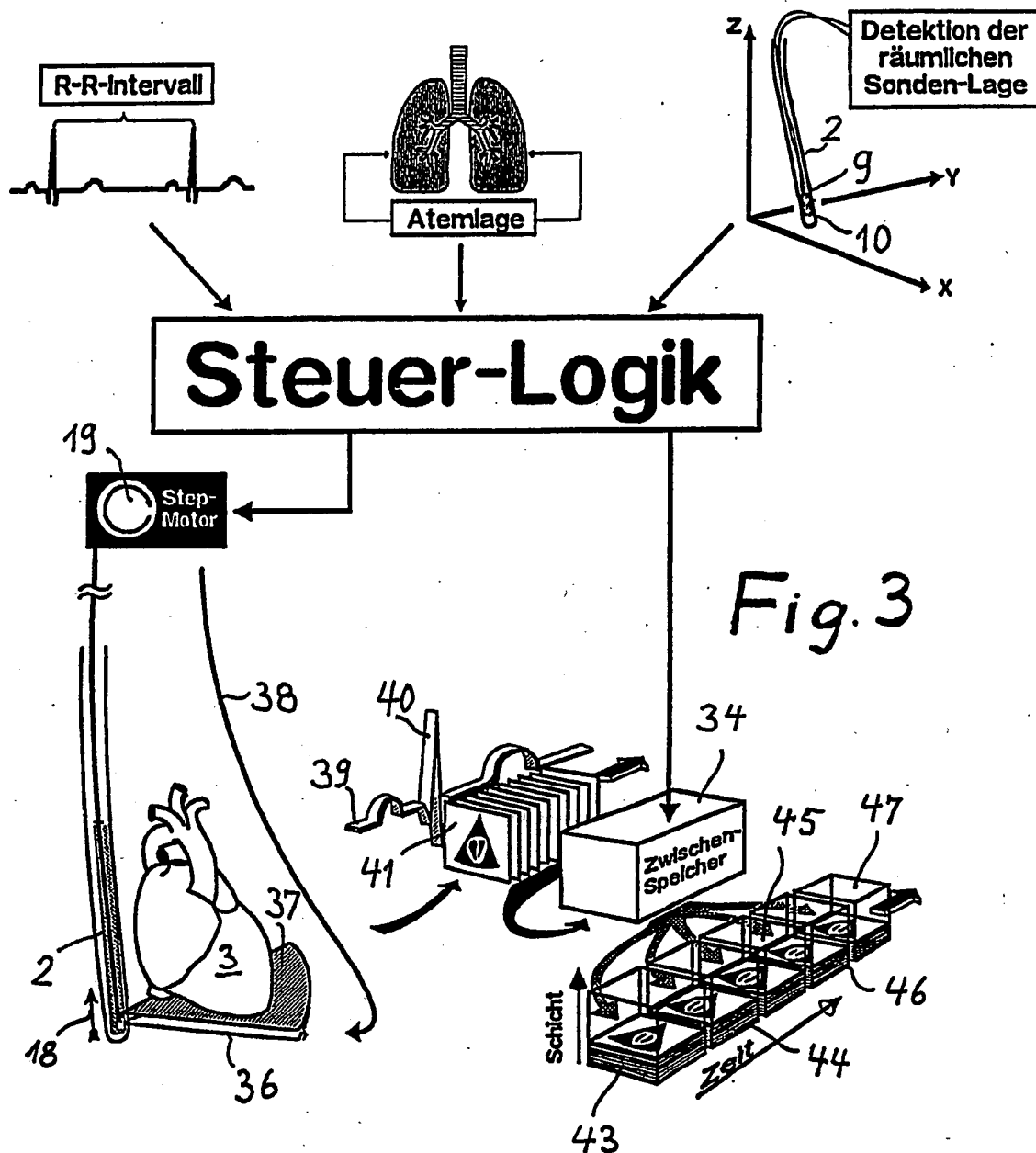


Fig. 2

3/4



4/4

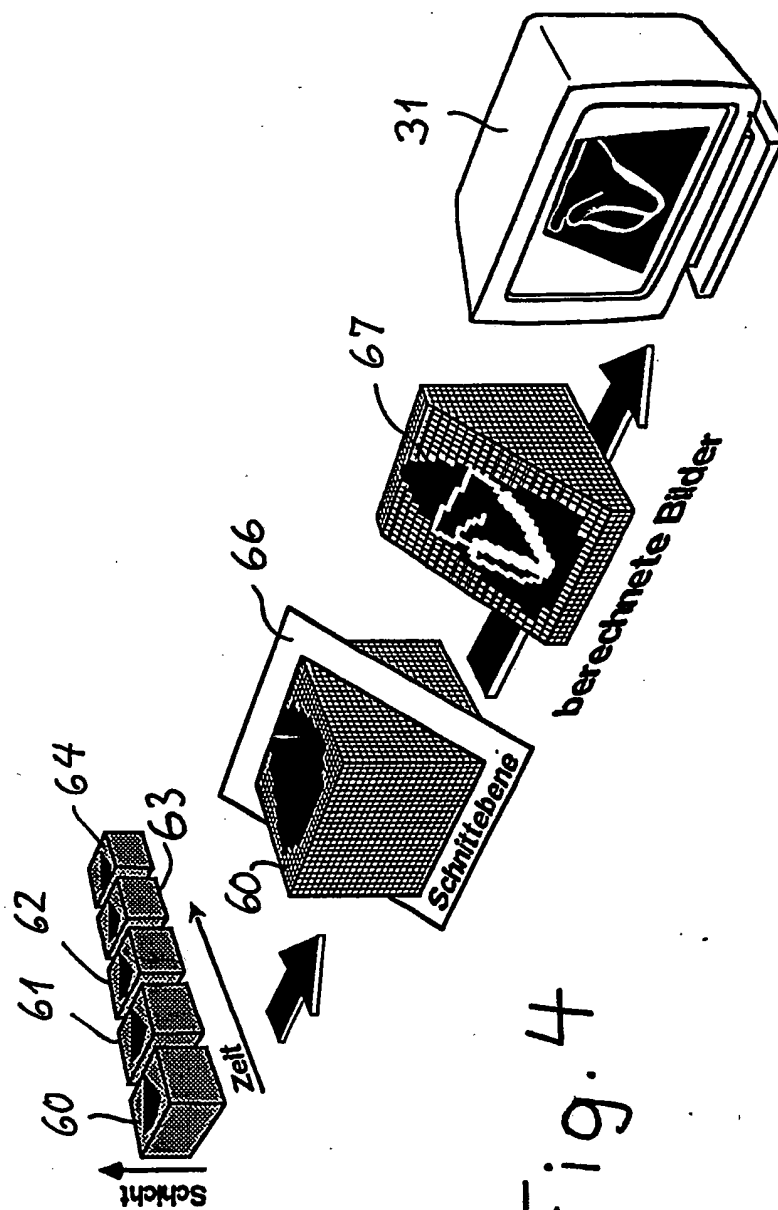


Fig. 4

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International Application No PCT/DE89/00550

I. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER (If several classification symbols apply, indicate all) *		
According to International Patent Classification (IPC) or to both National Classification and IPC		
Int.Cl.5 A61B 8/12		
II. FIELDS SEARCHED		
Minimum Documentation Searched *		
Classification System	Classification Symbols	
Int.Cl.5	A61B	
Documentation Searched other than Minimum Documentation to the Extent that such Documents are Included in the Fields Searched *		
III. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT*		
Category *	Citation of Document, ** with Indication, where appropriate, of the relevant passages **	Relevant to Claim No. **
A	GB, A, 2015733 (SMITH KLINE INSTRUMENTS INC.) 12 September 1979 see the whole document ---	1-4,9,10
A	EP, A, 234951 (CARDIOVASCULAR IMAGING SYSTEMS INC.) 2 September 1987 see page 1, line 9- page 2, line 13; figures 1-11 ---	1
A	GB, A, 2156997 (TRINITY COMPUTING SYSTEMS INC. (USA-TEXAS)) 16 October 1985 see abstract; figure 1 ---	1,8
A	EP, A, 48013 (ALOKA CO. LTD) 24 March 1982 see page 8, line 6- page 9, line 11; figures 1-7 ---	1-5
A	Ultrasound in Medicine and Biology Vol. 12, No. 12, December 1986, pages 965-975; R.W. Martin et al: "An Endoscopic Micromanipulator for Multiplanar Transesophageal Imaging" see abstract; figures 1-3,9,10 (cited in the <u>application</u>)	1
<p>* Special categories of cited documents: **</p> <p>"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance</p> <p>"E" earlier document but published on or after the international filing date</p> <p>"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)</p> <p>"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means</p> <p>"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p> <p>"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention</p> <p>"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step</p> <p>"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art.</p> <p>"&" document member of the same patent family</p>		
IV. CERTIFICATION		
Date of the Actual Completion of the International Search	Date of Mailing of this International Search Report	
7 December 1989 (07.12.89)	28 December 1989 (28.12.89)	
International Searching Authority	Signature of Authorized Officer	
European Patent Office		

**ANNEX TO THE INTERNATIONAL SEARCH REPORT
ON INTERNATIONAL PATENT APPLICATION NO.**

PCT/DE 89/00550

SA 30539

This annex lists the patent family members relating to the patent documents cited in the above-mentioned international search report.
The members are as contained in the European Patent Office EDP file on
The European Patent Office is in no way liable for these particulars which are merely given for the purpose of information.

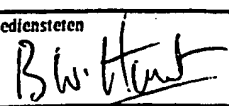
07/12/89

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
GB-A-2015733	12-09-79	US-A- 4271842	09-06-81
EP-A-234951	02-09-87	US-A- 4794931	03-01-89
		JP-A- 62270140	24-11-87
GB-A-2156997	16-10-85	CA-A- 1230678	22-12-87
IN-. -		None	
EP-A-48013	24-03-82	JP-A- 57052446	27-03-82
		US-A- 4463763	07-08-84

I. ERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

PCT/DE 89/00550

Internationales Aktenzeichen

I. KLASSIFIKATION DES ANMELDUNGSGEGENSTANDS (bei mehreren Klassifikationssymbolen sind alle anzugeben) ⁶		
Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC		
Int.Kl. 5 A61B8/12		
II. RECHERCHIERTE SACHGEBIETE		
Recherchierter Mindestprüfstoff ⁷		
Klassifikationssystem	Klassifikationssymbole	
Int.Kl. 5	A61B	
Recherchierte nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Sachgebiete fallen ⁸		
III. EINSCHLAGIGE VERÖFFENTLICHUNGEN ⁹		
Art. ^o	Kennzeichnung der Veröffentlichung ¹¹ , soweit erforderlich unter Angabe der maßgeblichen Teile ¹²	Betr. Anspruch Nr. ¹³
A	GB,A,2015733 (SMITH KLINE INSTRUMENTS INC.) 12 September 1979 siehe das ganze Dokument ---	1-4, 9, 10
A	EP,A,234951 (CARDIOVASCULAR IMAGING SYSTEMS INC.) 02 September 1987 siehe Seite 1, Zeile 9 - Seite 2, Zeile 13; Figuren 1-11 ---	1
A	GB,A,2156997 (TRINITY COMPUTING SYSTEMS INC.(USA-TEXAS)) 16 Oktober 1985 siehe Zusammenfassung; Figur 1 ---	1, 8
A	EP,A,48013 (ALOKA CO. LTD.) 24. März 1982 siehe Seite 8, Zeile 6 - Seite 9, Zeile 11; Figuren 1-7 ---	1-5
-/--		
<p>^o Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen ¹⁰ :</p> <p>"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist</p> <p>"E" älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist</p> <p>"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)</p> <p>"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht</p> <p>"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist</p> <p>"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist</p> <p>"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden</p> <p>"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist</p> <p>"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist</p>		
IV. BESCHIEINIGUNG		
Datum des Abschlusses der internationalen Recherche	Abschließdatum des internationalen Recherchenberichts	
07. DECEMBER 1989	28. 12. 89	
Internationale Recherchenbehörde	Unterschrift des bevollmächtigten Bediensteten	
EUROPAISCHES PATENTAMT	HUNT B.W. 	

III. EINSCHLAGIGE VERÖFFENTLICHUNGEN (Fortsetzung von Blatt 2)		
Art °	Kennzeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der maßgeblichen Teile	Betr. Anspruch Nr.
A	<p>Ultrasound in Medicine and Biology vol. 12, no. 12, Dezember 1986, Seiten 965 - 975; R.W.Martin et al.: "An Endoscopic Micromanipulator for Multiplanar Transesophageal Imaging" siehe Zusammenfassung; Figuren 1-3, 9, 10 (in der Anmeldung erwähnt) ---</p>	1

**ANHANG ZUM INTERNATIONALEN RECHERCHENBERICHT
ÜBER DIE INTERNATIONALE PATENTANMELDUNG NR.**

PCT/DE 89/00550

SA 30539

In diesem Anhang sind die Mitglieder der Patentfamilien der im obengenannten internationalen Recherchenbericht angeführten Patentedokumente angegeben.

Die Angaben über die Familienmitglieder entsprechen dem Stand der Datei des Europäischen Patentamts am
Diese Angaben dienen nur zur Unterrichtung und erfolgen ohne Gewähr.

07/12/89

Im Recherchenbericht angeführtes Patentedokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
GB-A-2015733	12-09-79	US-A- 4271842	09-06-81
EP-A-234951	02-09-87	US-A- 4794931 JP-A- 62270140	03-01-89 24-11-87
GB-A-2156997	16-10-85	CA-A- 1230678	22-12-87
IN-. -		Keine	
EP-A-48013	24-03-82	JP-A- 57052446 US-A- 4463763	27-03-82 07-08-84

EPO FORM P0473

Für nähere Einzelheiten zu diesem Anhang : siehe Amtsblatt des Europäischen Patentamts, Nr.12/82